

# Análisis de tensiones en espaciadores de cadera para la predicción del tiempo de implantación

Brenda Weiss, Marcelo Berli, Diego Campana, Sebastián Ubal, José Di Paolo

*Grupo Biomecánica Computacional, Facultad de Ingeniería -Universidad Nacional de Entre Ríos,  
mberli@santafe-conicet.edu.ar, 54-343-4975100, int. 126,  
Ruta Provincial 11, km 10, 3100 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina*

**Resumen**—Cada año se realizan alrededor de 500.000 artroplastias o reemplazos totales de cadera en el mundo, de las cuales entre el 1 y el 4% de los casos se observan complicaciones por infección. La artroplastia de revisión en dos tiempos con colocación de un espaciador de polimetilmetacrilato impregnado de antibióticos en el intervalo de tiempo comprendido entre las dos cirugías, es considerada un tratamiento con un alto porcentaje de éxito en la erradicación de la infección y en la restauración de la función de la cadera. En algunos diseños actuales, dicho espaciador puede contener un alma de titanio, manteniendo un espesor de polimetilmetacrilato suficientemente grueso para permitir la liberación local de antibióticos y una corta hospitalización. Al mismo tiempo, dicho espaciador permite mantener la tensión normal de los tejidos blandos y mejorar la movilidad del paciente. Con el propósito de determinar aproximadamente el tiempo que un espaciador, con o sin alma, puede permanecer en un paciente, se realizaron simulaciones computacionales basadas en el método de elementos finitos. Los resultados muestran la distribución de tensiones y las tensiones máximas en el espaciador y su cuello en función del peso corporal, al efectuar diversas actividades cotidianas como caminar y subir o bajar escaleras. Además, dada la disminución de las tensiones observadas con la incorporación del alma de titanio, se estimó un radio mínimo para ésta en distintas actividades y pesos corporales. En la actualidad los espaciadores se implantan por un máximo de dos meses recomendando al paciente caminar durante no más de una hora diaria. En este trabajo se concluye que, en función del peso corporal y el espaciador colocado, éste podría ser utilizado por un tiempo superior.

**Palabras clave**— prótesis de cadera, espaciador, polimetilmetacrilato.

Each year, around 500,000 arthroplasties and total hip replacements take place around the world, among which 1 to 4% of the cases display complications due to infections. Arthroplasty of revision in two stages—involving the placement of an antibiotics-loaded polymethylmethacrylate spacer during the time interval between the surgical procedures—is considered a highly successful treatment in eradicating the infection and in restoring the hip function. Some of the present spacer designs include a reinforcement core made of titanium, maintaining however a volume of polymethylmethacrylate thick enough to allow the local release of antibiotics and a short hospitalization period. At the same time, these spacers maintain the normal stress of the surrounding soft tissues and improve the patient's mobility. In order to determine approximately the amount of time a spacer, with or without reinforcement core, can be placed in a patient, we carried out computational simulations based on the finite element method. The results show the stress distribution and the maximum stresses in the spacer and its neck as a function of the body weight, when several daily activities, as walking or climbing stairs, are performed. In view of the decrease in the stresses observed with the addition of the core of titanium, a minimum core radius was estimated for different activities and body weights. Today, spacers are implanted for a maximum period of two months, being patients advised of walking no more than one hour a day. In this work we conclude that, depending on the body weight and the type of spacer, the implant could be employed for a longer period.

**Keywords**— hip prosthesis, spacer, polymethylmethacrylate.

## I. INTRODUCCIÓN

La mayoría de los pacientes que se benefician con reemplazos totales de cadera son mayores de 65 años, sin embargo es creciente la necesidad de realizar artroplastias en pacientes cada vez más jóvenes y activos<sup>[1]</sup>.

A pesar de los grandes avances introducidos gracias al estudio de nuevos biomateriales y el perfeccionamiento de las técnicas quirúrgicas para la prevención de

complicaciones, aproximadamente el 1 al 4% de los pacientes operados presentan infecciones<sup>[2,3]</sup>.

Actualmente, el médico dispone de distintas opciones para erradicar la infección, observándose mejores resultados en la artroplastia de revisión en dos tiempos, más aún cuando se coloca un espaciador (implante temporario con forma geométrica similar a una prótesis de metal) durante el intervalo entre la primera y segunda cirugía<sup>[3]</sup>.

Los espaciadores son construidos de polimetilmetacrilato (PMMA) impregnado de medicamentos y, consecuentemente, permiten el tratamiento inmediato mediante la liberación local de antibióticos alcanzando altos niveles de los mismos en la fuente de infección. Como ventajas adicionales, permiten una corta hospitalización,

mantienen la tensión normal de los tejidos blandos, mejoran la movilidad del paciente y son de fácil remoción, sin dañar al hueso<sup>[3]</sup>.

A pesar de las altas tasas de éxito, superiores al 90%, en la erradicación de infecciones mediante la utilización de los mencionados espaciadores, la frecuencia de aparición de complicaciones sigue siendo alta. Jung et al.<sup>[4]</sup> registraron las complicaciones luego de la implantación de espaciadores en 82 pacientes, encontrando principalmente problemas mecánicos, siendo la fractura del espaciador el más importante tanto por su incidencia como por su asociación con intervenciones quirúrgicas posteriores. Distintos parámetros pueden jugar un rol importante en la fractura de los espaciadores, como ser la geometría y el tipo de producción del mismo (artesanal o estandarizada)<sup>[5]</sup>, como así también el incumplimiento de restricciones con respecto a la carga aplicada o las actividades realizadas por parte del paciente<sup>[4]</sup>.

En este trabajo se analiza la distribución de tensiones en espaciadores a partir de simulaciones computacionales bajo condiciones de carga que representan diversas actividades cotidianas como caminar y subir o bajar escaleras, con el objetivo de obtener predicciones sobre la vida útil del espaciador antes de que falle por fatiga.

Además, se simula un espaciador que incluye en su interior un alma de titanio y se analizan sus dimensiones en función del peso y actividad, intentando así optimizar las prestaciones mecánicas del espaciador.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El modelo utilizado para el estudio de las tensiones de von Mises en el espaciador y sus deformaciones, fue desarrollado dentro del Modo de Aplicación de Mecánica Estructural del software COMSOL Multiphysics. Se eligió la hipótesis de rotura basada en tensiones de von Mises, dada su validez para un amplio rango de materiales que presentan estado plástico.

### A. Características de los espaciadores

El diseño de la geometría del espaciador, similar al componente femoral de las prótesis de cadera actuales, fue realizado por el Grupo de Biomateriales para Prótesis de la Facultad de Ingeniería de la UBA y se muestra en la Fig. 1.

En este trabajo se analizarán las tensiones sobre un espaciador conformado íntegramente de PMMA (referenciado como “espaciador sin alma” en el resto del trabajo) y otro espaciador formado por una matriz de PMMA conteniendo un alma de titanio (Fig. 2).

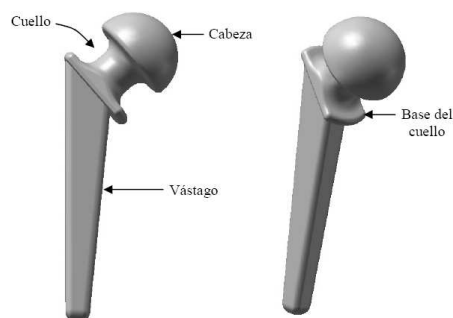


Fig. 1: Geometría 3D del espaciador.



Fig. 2: Espaciador con alma de titanio. La matriz de PMMA se muestra semitransparente mientras que el alma de titanio se muestra en su interior.

TABLA I

PROPIEDADES MATERIALES DEL PMMA Y DEL TITANIO UTILIZADAS EN LAS SIMULACIONES.

	PMMA	Titanio
Relación de Poisson	0.35	0.33
Coefficiente de expansión térmica	$0.7 \cdot 10^{-4}$ [1/K]	$7.06 \cdot 10^{-6}$ [1/K]
Densidad	1125[kg/m <sup>3</sup> ]	4940[kg/m <sup>3</sup> ]

Las propiedades mecánicas del PMMA, reportadas por Kurtz et al.<sup>[6]</sup>, y del titanio, seleccionadas de la base de datos del software COMSOL Multiphysics, se resumen en la Tabla I.

### B. Características del modelo

Se consideraron las siguientes hipótesis simplificadoras en la formulación del modelo:

- Los materiales responden al modelo de sólido elástico lineal e isotrópico, bajo pequeñas deformaciones.
- Estado de equilibrio estático, despreciando las fuerzas de volumen.
- Unión íntima y perfecta entre el alma de metal y el espaciador, por lo que la interfase metal-polímero está libre de restricciones mecánicas, verificándose allí la continuidad de desplazamientos y tensiones.
- Se considera al hueso perfectamente rígido, por lo tanto, el mismo no se modela y se aplica una restricción de fijación o desplazamientos nulos en la interfase entre el espaciador y el hueso.

### C. Cargas aplicadas

La carga puntual **F** aplicada dentro de la cabeza del espaciador y su dirección, determinada por los ángulos  $A_y$  y  $A_z$  (ver Figs. 3 y 4), se extrajeron del trabajo de Bergmann et al.<sup>[7]</sup>. En dicho trabajo se generó una base de datos a partir de mediciones sobre prótesis instrumentadas e implantadas en diferentes pacientes, mientras realizaban distintas actividades. Aplicando un proceso de promediación de resultados se establecieron valores característicos para cada actividad (Ver Tabla II).

Las actividades simuladas en este trabajo son: caminata normal (CN), caminata rápida (CR), caminata lenta (CL), bajar escaleras (BE) y subir escaleras (SE).

El valor de **F** que se utiliza en el presente trabajo representa la fuerza máxima para cada actividad y aparece una vez por cada ciclo de marcha analizado.

#### D. Características de las mallas y del algoritmo de solución

Para determinar la independencia de los resultados con la discretización se resolvió el modelo utilizando mallas cada vez más refinadas en las aristas de la base del cuello, dado que allí se registran los más elevados gradientes espaciales en las tensiones de von Mises.

El criterio adoptado para seleccionar una malla adecuada, fue que las tensiones de von Mises cambien menos del 5% entre sucesivos refinamientos.

Las mallas de elementos finitos seleccionadas poseen elementos de tipo Lagrange – cuadráticos, con una mayor resolución en las zonas de mayor curvatura de la superficie y también en aquellas donde aparecen elevados gradientes de las variables. En la Fig. 5 se puede visualizar cualitativamente la distribución de los elementos.

El modelo se resolvió para las variables  $u$ ,  $v$  y  $w$ , las cuales corresponden a los desplazamientos según los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$  respectivamente, mediante el empleo de un esquema monolítico. El sistema de ecuaciones lineal resultante se resolvió por un método directo (rutinas SPOOLES), las cuales se encuentran implementadas en COMSOL Multiphysics.

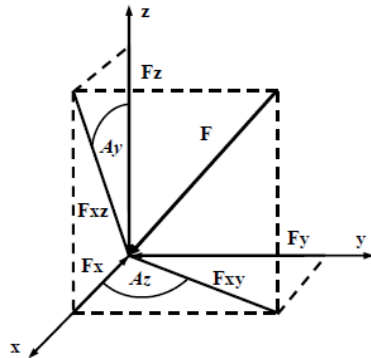


Fig. 3: Representación de la fuerza puntual en sus componentes relativas al sistema coordenado del espaciador.

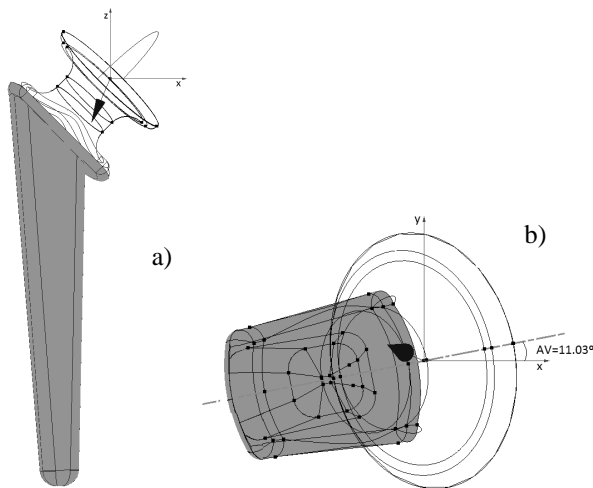


Fig. 4: Vistas lateral (a) y superior (b) del espaciador sin la cabeza femoral. Se observa el punto de aplicación de  $F$  y la zona donde se ha impuesto condición de desplazamiento nulo (coloreada en gris).

### III. RESULTADOS

Se realizaron simulaciones para las 5 actividades antes mencionadas y cada una de ellas para cuatro valores de pesos corporales (500 N, 850 N, 980 N y 1200 N), totalizando 20 casos de estudio para cada tipo de espaciador. En las Tablas III y IV se resumen las tensiones

máximas (MT) y tensiones en cuello (TC) obtenidas al simular espaciadores sin alma, espaciadores con alma de 3 mm de radio y con alma de 6 mm de radio.

Sólo se mostrarán en detalle los resultados para el caso de una CN por brevedad y por considerarse como la actividad más frecuente que realizarán los pacientes.

Las Figs. 6 a 9 muestran la distribución de tensiones para espaciadores sin alma y con alma de 6 mm de radio, para una persona de 850 N de peso corporal y de 1200 N de peso. En dichas figuras, las zonas de colores más claros indican la ubicación de las mayores tensiones. Se puede observar que, ante una CN, la distribución de tensiones muestra una morfología y ubicación similares, con evidentes diferencias en las magnitudes.

Puede notarse que las superficies donde se producen las mayores concentraciones de tensiones corresponden al cuello y base del cuello. En esta última zona se observan las MT de todo el espaciador, pudiendo ser la ubicación donde las fallas por fatiga tienen su inicio.

Además, se pueden apreciar diferencias notorias en los valores máximos de tensiones en función del radio del alma considerada (ver Fig. 10), con una significativa reducción en las tensiones conforme se eleva el radio de la misma.

Considerando una CN en pacientes de 850 N y de 1200 N, se obtuvo una reducción de las MT en un 23 % y de las TC en un 24 % entre el espaciador sin alma y con un alma de 3 mm (ver tablas III y IV). Comparando un espaciador sin alma y otro con un alma de 6 mm de radio puede observarse una reducción de las MT del 56 % y de las TC de un 72 %.

TABLA II

PARÁMETROS QUE DETERMINAN CARGA APLICADA EN EL ESPACIADOR. LA FUERZA  $F$  SE EXPRESA COMO PORCENTAJE DEL PESO CORPORAL (PC).

Actividad	Magnitud de la fuerza $F$ [N]	$A_y$ [grados]	$A_z$ [grados]
CN	242% PC	12	36
CL	238% PC	13	31
CR	250% PC	12	30
SE	251% PC	14	46
BE	260% PC	12	35

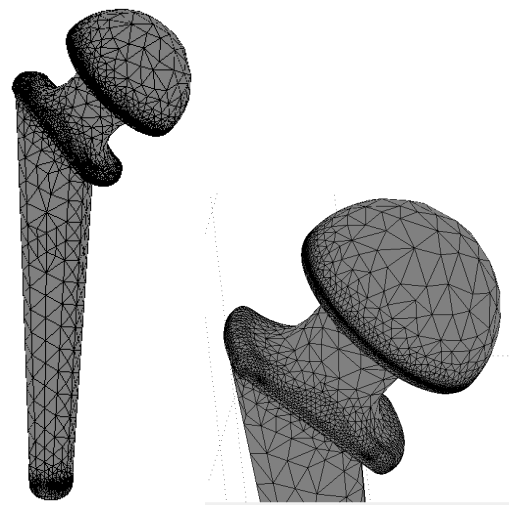


Fig. 5: Mallado característico del espaciador

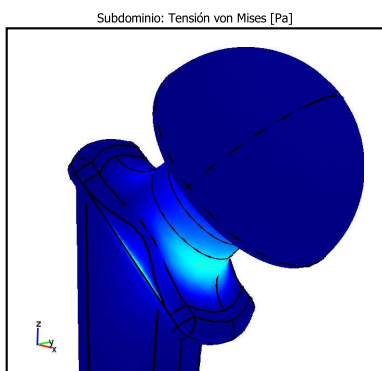


Fig. 6: Distribución de tensiones de von Mises en espaciador sin alma sometido a CN en paciente de 850 N de peso corporal. Las zonas más claras indican las mayores tensiones.

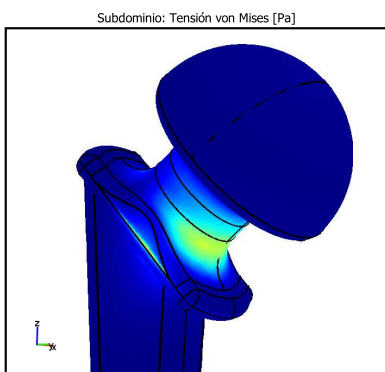


Fig. 7: Distribución de tensiones de von Mises en espaciador sin alma sometido a CN en paciente de 1200 N de peso corporal. Las zonas más claras indican las mayores tensiones.

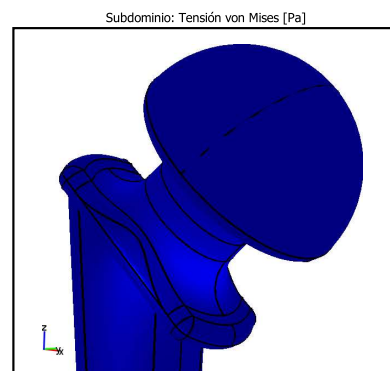


Fig. 8: Distribución de tensiones de von Mises en espaciador con alma de radio 6 mm, sometido a CN en paciente de 850 N de peso corporal. Las zonas más claras indican las mayores tensiones.

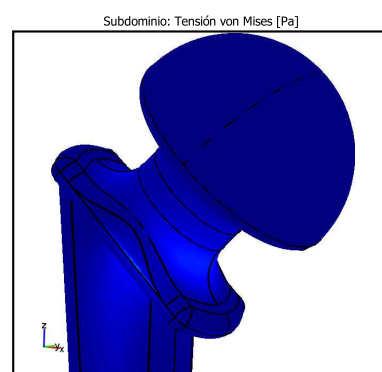


Fig. 9: Distribución de tensiones de von Mises en espaciador con alma de radio 6 mm, sometido a CN en paciente de 1200 N de peso corporal. Las zonas más claras indican las mayores tensiones.

TABLA III

TENSIONES MÁXIMAS (EN MPA) PARA LOS DISTINTOS DISEÑOS DE ESPACIADORES.

Tipo de espaciador	Actividad	Peso corporal [N]			
		500	850	980	1200
Sin Alma	CN	17.0	28.9	33.32	40.8
	CL	54.75	93.08	107.3	131.4
	CR	56.05	95.29	109.9	134.5
	SE	50.1	85.18	98.21	120.3
	BE	18.72	31.82	36.69	44.92
Con alma de radio 3 mm	CN	13.13	22.32	25.73	31.51
	CL	50.48	85.82	98.94	121.2
	CR	51.49	87.54	100.9	123.6
	SE	45.49	77.34	89.17	109.2
	BE	13.67	23.24	26.79	32.8
Con alma de radio 6 mm	CN	7.468	12.69	14.64	17.92
	CL	27.94	47.5	54.76	67.06
	CR	28.45	48.37	55.77	68.29
	SE	26.88	45.69	52.68	64.51
	BE	6.595	11.21	12.93	15.83

TABLA IV

TENSIONES EN EL CUELLO DEL ESPACIADOR (EN MPA) PARA LOS DISTINTOS DISEÑOS DE ESPACIADORES.

Tipo de espaciador	Actividad	Peso corporal [N]			
		500	850	980	1200
Sin Alma	CN	9.691	16.47	18.99	23.26
	CL	17.56	29.84	34.41	42.13
	CR	18.05	30.68	35.37	43.31
	SE	19.19	32.63	37.62	46.06
	BE	9.029	15.35	17.7	21.67
Con alma de radio 3 mm	CN	7.366	12.52	14.44	17.68
	CL	14.62	24.85	28.65	35.08
	CR	15.0	25.5	29.4	36.0
	SE	16.1	27.36	31.55	38.63
	BE	6.65	11.31	13.03	15.96
Con alma de radio 6 mm	CN	2.65	4.505	5.194	6.36
	CL	6.342	10.78	12.43	15.22
	CR	6.424	10.92	12.59	15.42
	SE	7.333	12.47	14.37	17.6
	BE	2.395	4.072	4.695	5.749

Las celdas de las Tablas III y IV han sido sombreadas de acuerdo al tiempo estimado de implantación de los distintos espaciadores, para lo cual se ha tenido en consideración la Fig. 11. En color negro se indican las tensiones correspondientes a períodos de duración menores a dos meses. Las celdas grises indican tensiones ante las cuales, restringiendo el tiempo durante el cual se realiza la actividad, el espaciador podría durar 2 meses y en blanco se encuentran aquellas tensiones para las cuales se predice una vida del espaciador mayor a dos meses.

En base a la Fig. 11 y los resultados consignados en las Tablas III y IV se construyó la Tabla V, en la cual se aprecia la duración estimada de los distintos espaciadores simulados si éstos fueran colocados en pacientes con pesos corporales de 850 N y 1200 N que realizan una caminata normal.

Una condición de contorno más cercana a la condición real en el vástago podría trasladar la ubicación y/o disminuir las tensiones máximas calculadas; sin embargo, es

razonable intuir que las tensiones en el cuello persistirán y sus valores no cambiarán significativamente. Por lo tanto, en la Tabla VI se resumen las predicciones basadas en las tensiones del cuello.

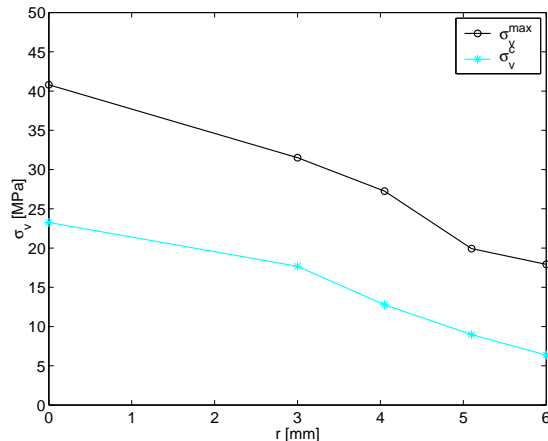


Fig. 10: Tensiones de von Mises máximas en un espaciador ( $\sigma_v^{\max}$ ) y en su cuello ( $\sigma_v^c$ ) en función del radio del alma para la condición de CN con una fuerza aplicada de 1200[N]. El espaciador sin alma se simboliza con  $r=0$  mm.

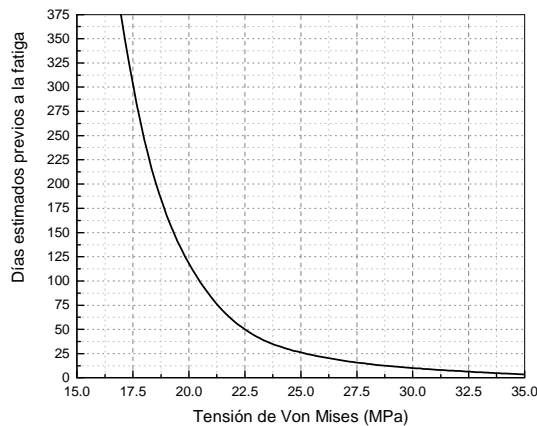


Fig. 11: Cantidad de días estimados que la matriz de PMMA puede soportar previo a la aparición de fallas por fatiga.

TABLA V

DURACIÓN ESTIMADA DE DISTINTOS ESPACIADORES CONSIDERANDO LAS TENSIONES MÁXIMAS EN EL ESPACIADOR (MT).

	Duración estimada para PC=850 N	Duración estimada para PC=1200 N
Sin alma	10 días	3 días
Con alma de 3 mm	40 días	6 días
Con alma de 6 mm	200 días	150 días

TABLA VI

DURACIÓN ESTIMADA DE DISTINTOS ESPACIADORES CONSIDERANDO LAS TENSIONES MÁXIMAS EN SUS CUELLOS (TC).

Peso corporal	Período de duración (actividad)		
	Espaciador sin alma	Espaciador con alma de radio 3 mm	Espaciador con alma de radio 6 mm
500	Superior a tres meses (todas)	Superior al año (todas)	Superior al año (todas)
850	Superior a tres meses (CN)	Superior al año (CN)	Superior al año (todas)
980	Superior a dos meses (CN)	Superior a dos meses (CN)	Superior a 5 meses o un año (todas)
1200	Dos meses (CN reducida en el tiempo respecto a un individuo normal).	Cercano a los 5 meses (CN)	Superior a 5 meses (todas)

#### IV. CONCLUSIONES

Los resultados preliminares predicen que la existencia de un alma de titanio en el seno del espaciador de PMMA permitirá alcanzar los períodos requeridos para el tratamiento de los pacientes. Inclusive, permitiendo a los mismos realizar la mayoría de las actividades diarias con un mínimo de restricciones.

Las estimaciones presentadas en este trabajo podrían utilizarse como una primera aproximación en la decisión del tipo de espaciador a utilizar para un paciente particular, o como herramienta predictiva para sugerir o limitar actividades para cada paciente.

#### V. FUTUROS TRABAJOS

En futuros trabajos se estudiarán las tensiones ante condiciones de contorno más reales en la interfase hueso-implante y en la interfase alma-PMMA, se tendrán en cuenta cargas variables sobre el espaciador y se realizarán estudios más detallados sobre el fenómeno de fatiga en el PMMA.

Finalmente, se espera que los resultados de éste y futuros trabajos puedan ser contrastados con resultados experimentales para optimizar el modelo y validar las predicciones numéricas del mismo.

#### AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Grupo de Biomateriales Para Prótesis de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Buenos Aires por proporcionarnos el diseño de la geometría del espaciador.

#### REFERENCIAS

- [1] A. L. Sabatini y T. Goswami, "Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections". *Materials and Design*. 29:1438-1446. 2008.
- [2] M. Militz y V. Bühren, "Replacement of infected knee and hip endoprostheses". *Chirurg. Springer-Verlag*. 81(4):310-20. 2010.
- [3] I. García Sánchez, "Artroplastia total de cadera e infección". *Gaceta médica de Bilbao*, 98(3): 66-77. 2001
- [4] J. Jochen Jung, N. V. Schmid, J. Kelm, E. Schmitt, y K. Anagnostakos, "Complications after spacer implantation in the treatment of hip joint infections". *International Journal of Medical Sciences*. 6(5):265-273. 2009.
- [5] F.A. Grassi, F. D'Angelo, G. Zatti y P. Cherubino, "Two-stage revision of infected total hip arthroplasty. Comparison between a custommade and a preformed spacer". *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. 87-B, Issue SUPP\_III, 256. 2005.
- [6] S. M. Kurtza, M.L. Villarraga, K. Zhao y A.A. Edidin, "Static and fatigue mechanical behavior of bone cement with elevated barium sulfate content for treatment of vertebral compression fractures". *Biomaterials*, 26:3699-3712. 2005.
- [7] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss y G.N. Duda, "Hip contact forces and gait patterns from routine activities". *Journal of Biomechanics*, 34: 859-871. 2001.
- [8] T. Thielen, S. Maas, A. Zuerbes, D. Waldmann, K. Anagnostakos y J. Kelm, "Mechanical behavior of standardized, endoskeleton-including hip spacers implanted into composite femurs". *International Journal of Medical Sciences*, 6(5):280-286. 2009.
- [9] O. Kayabasi y Erzincanli. "Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis". *Advances in Engineering Software*. 37:477-483. 2006.